



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

## BIOTRIBOLOGIE KLOUBNÍ CHRUPAVKY

BIOTRIBOLOGY OF ARTICULAR CARTILAGE

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Denis Furmann

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. David Nečas, Ph.D.

BRNO 2017



# Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav konstruování  
Student: **Denis Furmann**  
Studijní program: Strojírenství  
Studijní obor: Základy strojního inženýrství  
Vedoucí práce: **Ing. David Nečas, Ph.D.**  
Akademický rok: 2016/17

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

## **Biotribologie kloubní chrupavky**

### **Stručná charakteristika problematiky úkolu:**

Kloubní chrupavka napomáhá správné funkci lidských kloubů, kdy mimo jiné zaručuje snadnou artikulaci s velmi nízkým koeficientem tření. Stále častěji je však u pacientů diagnostikována takzvaná osteoartróza, která se projevuje degradací chrupavky, kdy je v konečném důsledku nutné přistoupit k náhradě postiženého kloubu. Lepší pochopení funkce chrupavky z hlediska biotribologie přitom může přispět k zefektivnění léčby při snaze zabránit nutnosti implantace umělé kloubní náhrady.

Typ práce: rešeršně syntetická

### **Cíle bakalářské práce:**

Hlavním cílem práce je zmapovat aktuální vědecké studie zabývající se biotribologií chrupavky. Předpokládá se přitom práce s původní anglickou literaturou, kdy budou výsledky vybrané studie i experimentálně ověřeny.

Dílčí cíle bakalářské práce:

- zmapovat významné studie zabývající se biotribologií chrupavky v posledních 15 letech,
- definovat jasné závěry s ohledem na tření, mazání a opotřebení chrupavky,
- experimentálně ověřit výsledky vybrané studie,
- definovat potenciální nové oblasti výzkumu kloubní chrupavky z hlediska biotribologie.

Požadované výstupy: průvodní zpráva.

Rozsah práce: cca 27 000 znaků (15 - 20 stran textu bez obrázků).

Struktura práce a šablona průvodní zprávy jsou závazné:

[http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP\\_DP/Zasady\\_VSKP\\_2017.pdf](http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2017.pdf)

**Seznam doporučené literatury:**

KATTA, Jayanth, Zhongmin JIN, Eileen INGHAM a John FISHER. Biotribology of articular cartilage — A review of the recent advances. Medical Engineering & Physics. 2008, 30(10), 1349-1363.

SHI, Liu, Vassilios I. SIKAVITSAS a Alberto STRIOLO. Experimental Friction Coefficients for Bovine Cartilage Measured with a Pin-on-Disk Tribometer: Testing Configuration and Lubricant Effects. Annals of Biomedical Engineering. 2011, 39(1), 132-146.

LI, Feng, Anmin WANG a Chengtao WANG. Analysis of friction between articular cartilage and polyvinyl alcohol hydrogel artificial cartilage. Journal of Materials Science: Materials in Medicine. 2016, 27(5), 1-8.

KIENLE, Sandra, Kathrin BOETTCHER, Lorenz WIEGLEB, Joanna URBAN, Rainer BURGKART, Oliver LIELEG a Thorsten HUGEL. Comparison of friction and wear of articular cartilage on different length scales. Journal of Biomechanics. 2015, 48(12), 3052-3058.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2016/17

V Brně, dne

L. S.

---

prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.  
ředitel ústavu

---

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.  
děkan fakulty

---

## ABSTRAKT

Táto bakalárska práca sa zaoberá biotribológiou kĺbnej chrupky. V prvej časti sa zaoberá analýzou jednotlivých stavebných zložiek chrupky. Ďalšia časť je venovaná definovaniu tribologických vlastností chrupky s ohľadom na trenie, opotrebenie aj mazanie. V práci sú tiež stručne analyzované vybrané publikácie zaoberajúce sa biotribológiou kĺbnej chrupky. Na základe spracovaných článkov boli formulované a overené dve hypotézy. Klesne pri väčšej záťaži koeficient trenia? Zväčší koeficient trenia hodnotu pri vyššej rýchlosti? Experimentálne bolo potvrdené, že hodnota koeficientu trenia rastie so zväčšujúcou sa rýchlosťou a znižujúcim sa zaťažením.

## KEÚČOVÉ SLOVÁ

biotribológia, kĺbna chrupka, koeficient trenia, tribometer, tribologické vlastnosti, synoviálna tekutina

## ABSTRACT

This bachelor thesis deals with biotribology of articular cartilage. The first part deals with the analysis of individual building components of cartilage. Another part is devoted to the definition of the tribological properties of cartilage with regard to friction, wear and lubrication. The thesis also briefly analyses selected publications dealing with articular cartilage biotribology. Two hypotheses have been formulated and verified on the basis of the processed articles. Will the friction coefficient fall at a higher load? Will the friction coefficient increase at higher speed? It has been experimentally confirmed that the friction coefficient value increases with increasing speed and decreasing load.

## KEYWORDS

biotribology, articular cartilage, coefficient of friction, tribometer, tribological properties, synovial fluid



---

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITÁCIA**

FURMANN, D. Biotribologie kloubní chrupavky. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 40 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. David Nečas, Ph.D..





---

## POĎAKOVANIE

Rád by som sa na tomto mieste poďakoval Ing. Davidovi Nečasovi Ph.D. za rady a cenné pripomienky ohľadom obsahu bakalárskej práce.

## ČESTNÉ PREHLÁSENIE

Prehlasujem, že som bakalársku prácu vypracoval samostatne, s uvedením všetkých literárnych zdrojov pod odborným vedením vedúceho bakalárskej práce Ing. Davida Nečasa PhD.

V Brne dňa .....

.....  
Podpis



**OBSAH**

<b>1 ÚVOD</b>	<b>12</b>
<b>2 ANALÝZA PROBLÉMU A CIELE PRÁCE</b>	<b>13</b>
<b>3 PREHĽAD SÚČASNÉHO STAVU POZNANIA</b>	<b>14</b>
3.1 Kĺbna chrupka	14
3.1.1 Chondrocyty	14
3.1.2 Medzibunková hmota	14
3.1.3 Voda	14
3.1.4 Kolagén	14
3.1.5 Proteoglykany	15
3.2 Tribologické vlastnosti kĺbnej chrupky	15
3.2.1 Hydrostatický režim mazania	15
3.2.2 Medzný režim mazania	18
3.2.3 Analýza opotrebenia	19
3.3 Analýza významných štúdií	20
<b>4 DISKUSIA</b>	<b>32</b>
<b>5 ZÁVER</b>	<b>36</b>
<b>6 ZOZNAM POUŽITÝCH ZDOJOV</b>	<b>37</b>
<b>7 ZOZNAM OBRÁZKOV</b>	<b>40</b>

---

## 1 ÚVOD

Chrupka je pevné a pružné spojivové tkanivo, ktoré v kĺbe slúži k prenosu veľkého zaťaženia a prenosu pohybu za veľmi nízkeho koeficientu trenia. Stále častejšie je však u pacientov diagnostikovaná takzvaná osteoartritída. Je to bolestivá choroba kĺbov, pri ktorej dochádza k postupnej degradácii tkaniva kĺbnej chrupky, ktorá postihuje vo väčšine starších ľudí. So zväčšujúcim sa priemerným vekom dožitia, je tak pacientov čoraz viac.

Keďže regeneračná schopnosť chrupky je veľmi nízka, liečba tohto ochorenia je veľmi komplikovaná a môže skončiť až úplnou výmenou kĺbu za umelú kĺbnu náhradu. Životnosť takejto náhrady sa však pohybuje okolo 10 – 20 rokov a u mladých pacientov, s predpokladaným vekom dožitia vo veľkej miere prevyšujúcim tieto hodnoty, je tak po čase nutná výmena náhrady.

Pritom správne pochopenie mechanizmov opotrebenia, mazania a trenia v kĺbnej chrupke nám môže dať dôležité informácie o vzniku a vývoji tohto ochorenia a tak prispieť k zlepšeniu životných podmienok pacientov trpiacich týmito ochoreniami.

## 2 ANALÝZA PROBLÉMU A CIELE PRÁCE

---

**2**

Pri meraní koeficientu trenia medzi dvoma nebiologickými materiálmi (ocel', sklo, ľad, ...) máme zvyčajne možnosť zopakovať merania na inej vzorke pri rovnakých zaťažovacích podmienkach. To však zvyčajne neplatí pri meraniach s biologickými materiálmi, ako je napríklad kĺbna chrupka.

Koeficient trenia v prípade kĺbnej chrupky závisí aj na čisto biologických parametroch, ako napríklad typ chrupky (hovädzia, bravčová, ľudská, atď.), typ kĺbu (kolenný, bedrový, lakt'ový, atď.), vek, pohlavie, zdravotný stav. Zabezpečenie dvoch rovnakých vzoriek je prakticky nemožné a tak sa vo všetkých štúdiách spracovávajú merania čisto kvalitatívne.

Mazanie chrupky navyše môže fungovať v medznom, zmiešanom a hydrostatickom (dvojfázovom) režime v závislosti na podmienkach zaťaženia ako je rýchlosť relatívneho pohybu, veľkosť zaťaženia a taktiež na konfigurácii merania, či sa meria kontakt dvoch plôch chrupky, alebo či je požitá chrupka v kontakte s iným materiálom. Navyše sa veľkosť koeficientu trenia mení s časom.

### Ciele práce

Hlavným cieľom tejto práce je zmapovať aktuálne vedecké štúdie zaoberajúce sa biotribológiou kĺbnej chrupky.

Čiastkové ciele bakalárskej práce:

- Zmapovať významné štúdie zaoberajúce sa biotribológiou chrupky za posledných 15 rokov
- Definovať jasné závery s ohľadom na trenie, mazanie a opotrebenie chrupky
- Experimentálne overiť výsledky vybranej štúdie
- Definovať potenciálne nové oblasti výskumu kĺbnej chrupky z hľadiska biotribológie

### 3 PREHĽAD SÚČASNÉHO STAVU POZNANIA

#### 3.1 Kĺbna chrupka

Kĺbna chrupka je špecializované spojivové tkanivo. Jej hlavnou funkciou je zabezpečiť prenos zaťaženia za pohybu pri malom koeficiente trenia. Jej hrúbka je približne 2 – 4 mm [1]. Neobsahuje žiadne cievy ani nervové zakončenia, výživa je tak sprostredkovaná výlučne difúziou zo synoviálnej tekutiny.

Skladá sa z kvapalnej a pevnej fázy. Kvapalná zložka pozostáva z vody a rozpustených iónov a tvorí väčšinu hmotnosti chrupky. Pevná časť pozostáva z buniek, ktoré nazývame chondrocyty a medzibunkovou hmotou.

##### 3.1.1 Chondrocyty

Chondrocyty sú vysoko špecializované bunky. Produkujú a udržiavajú zložky medzibunkovej hmoty. Tvoria okolo 2% celkového objemu kĺbnej chrupky a menia svoj tvar a veľkosť v závislosti na polohe v chrupke [1]. Chondrocyty majú nízku schopnosť replikácie, to má za následok veľmi limitovanú schopnosť regenerácie poškodeného tkaniva.

##### 3.1.2 Medzibunková hmota

Hlavnou súčasťou medzibunkovej hmoty sú kolagénové vlákna a proteoglykany. V menšej miere v nej môžeme nájsť lipidy, fosfolipidy, nekolagénne proteíny a glykoproteíny [2].

##### 3.1.3 Voda

Voda je najrozšírenejší komponent v chrupke. Tvorí až 80 % hmotnosti. Približne 30% vody je naviazaných vo vnutrovláknovom priestore na kolagén [1]. Malé množstvo je súčasťou chondrocytov a zvyšok je voľne rozložený v pórovitom priestore medzibunkovej hmoty. Vo vode sú rozpustené sodíkové, vápnikové, chlóróvé a draslíkové ióny.

Veľké množstvo vody medzi vláknami kolagénu je vo forme gélu a väčšina sa môže voľne pohybovať napr. pri pôsobení osmotického tlaku alebo stlačením pevnej zložky. Odpor prostredia na pohyb vody je veľmi veľký, teda permeabilita tkaniva je veľmi malá [3].

##### 3.1.4 Kolagén

Kolagén je najrozšírenejšia štruktúrna makromolekula v medzibunkovej hmote. Tvorí okolo 60% suchej hmotnosti chrupky. Najviac zastúpený je kolagén typu II. Tvorí 90 až 95% všetkého kolagénu v chrupke [1]. Minoritné typy kolagénov pomáhajú sformovať a stabilizovať sieť vlákien kolagénu typu II.

Kolagén sa formuje do vlákien, ktoré sú prepletané proteoglykanovými agregátmi. Kolagénové vlákno vzniká stočením troch peptidových reťazcov do ľavotočivej trojzávitnice. Táto závitnica dáva kĺbnej chrupke dôležité pevnostné vlastnosti a stabilizuje tvar medzibunkovej hmoty [2].

### 3.1.5 Proteoglykany

3.1.5

---

Proteoglykany sú obrovské komplexné makromolekuly. V kĺbnej chrupke reprezentujú druhú, najpočetnejšiu skupinu makromolekúl v medzibunkovej hmote. Skladajú sa z proteínového jadra a jedného alebo viacerých kovalentne zaväzbených sacharidových reťazcov. Sú to hydrofilné molekuly, teda viažu na seba veľké množstvo vody a prispievajú k hydratácii tkaniva [3].

Sacharidová časť je tvorená glykosaminoglykanmi. Hlavné zložky v kĺbnej chrupke sú kyselina hyalurónová, chondroitinsulfát a keratansulfát. Sú to polysacharidy, tvorené opakujúcimi sa disacharidmi. Okrem kyseliny hyalurónovej glykosaminoglykany obsahujú sulfátovú skupinu, teda nesú záporný náboj.

Najviac zastúpený proteoglykan je agrekan. Agrekan sa dokáže viazať na dlhý reťazec kyseliny hylurónovej a vytvára proteoglykánový agregát [2].

## 3.2 Tribologické vlastnosti kĺbnej chrupky

3.2

---

Rastúci záujem o výskum bezkonkurenčnej dispozície kĺbnej chrupky zabezpečiť povrch s nízkym trením, za nepriaznivých podmienok zaťaženia, viedol k vývoju a použitiu mnohých experimentálnych zariadení pre štúdium tribológie chrupky. To zahŕňa:

- Kyvadlové simulátory chôdze
- Artrotripsometre s latexom oscilujúcim voči vyleštenému sklu
- Robotické ramená z nastaviteľným zaťažením
- Mikroskopia atomárnych síl
- Prístroje na meranie povrchových síl
- Použitie techniky povrchovej plazmónovej rezonancie

Avšak varianty typu pin-on-disk sú najčastejšie používané. To zahŕňa transláciu a / alebo rotáciu medzi klbnými povrchmi. Jeden je rozmerovo malý kolík, voči ktorému sa pohybuje relatívne väčší disk alebo platňa v prítomnosti neutrálneho alebo biologického maziva.

### 3.2.1 Hydrostatický režim mazania

3.2.1

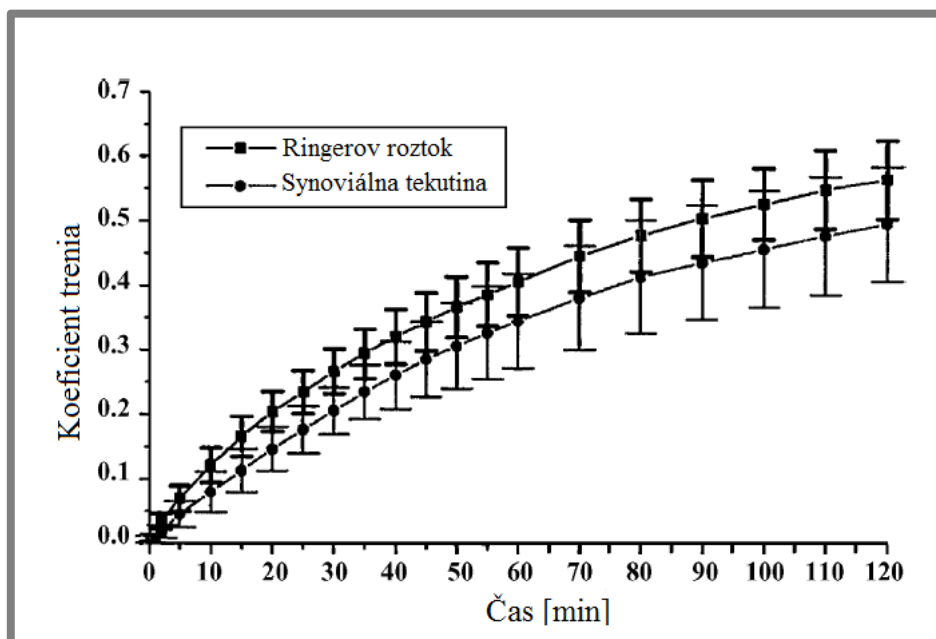
---

Myšlienku, že intersticiálna tekutina chrupky môže byť zodpovedná za jej dobré nosné vlastnosti prvýkrát vyslovil McCutchen [4]. Ten opisuje kĺbnu chrupku ako materiál, ktorý je deformovateľný, porézny a nasiaknutý kvapalinou. Keďže je medzibunková hmota deformovateľná, kvapalná časť prenáša väčšinu zaťaženia.

Štruktúra chrupky je vysoko porézna a má veľmi malú účinnú veľkosť pórov v rozmedzí 2,0-6,5 nm. To spolu s prítomnosťou nabitých skupín na proteoglykánskej sieti spôsobuje veľmi nízku permeabilitu. Hodnota v rozmedzí  $10^{-15}$  až  $10^{-16}$  m<sup>4</sup> / N s [5]. Tok intersticiálnej tekutiny pod záťažou v tkanive je tak sprevádzaný veľkými odporovými silami. Tie spôsobia veľké tlakové vzostupy. Následne natlakovaná kvapalná fáza je schopná preniesť aplikované zaťaženie, až kým sa tekutina pod pôsobiacou záťažou nepresunie do nezaťaženej oblasti chrupky. Použitie zaťaženie je tak postupne prenášané na tuhú zložku až kým nedôjde k rovnováhe a celé zaťaženie je potom prenášané tuhú fázou. Je to sprevádzané

postupným zvýšením koeficientu trenia (Obr. 3-1). Trenie medzi povrchmi kĺbnej chrupky môže byť udržiavané na veľmi nízkej úrovni, pokiaľ je záťaž prenášaná primárne kvapalnou fázou.

Tento jav bol experimentálne preukázaný Forsterom a Fisherom [6] meraním koeficientu trenia in vitro pomocou pin-on-plate tribometru použitím chrupka proti kovu a chrupka proti chrupke. Taktiež bol zavedený termín „dvojfázové mazanie“, pretože bolo založené na dvojfázovej teórii, ktorú navrhli Mow et al. [7]. Koeficient trenia preukazuje časovú závislosť v prípade chrupka proti kovu v dôsledku zaťaženia tkaniva a následnému poklesu prenosu zaťaženia pomocou kvapalnej fázy. Avšak v prípade chrupka proti chrupke trenie zostáva na nízkej hodnote kvôli spätnej rehydratácii predchádzajúceho zaťaženého tkaniva.



Obr. 3-1 Koeficient trenia v závislosti na čase pri použití rozdielnych mazív [6].

#### Vplyv rehydratácie

Typicky pri režime pin-on-disk zahŕňajúcom transláciu medzi povrchmi, nastavenie veľkosti kontaktu a posuvnej rýchlosti nemôže byť prehliadnuté. Tieto faktory kontrolujú množstvo tkaniva chrupky a čas, ktorý má chrupka k dispozícii na rehydratáciu predchádzajúceho zaťaženého tkaniva. Taktiež je nimi regulovaný mazací režim, v ktorom spoj pracuje. Ten zase riadi trecie vlastnosti a opotrebovanie povrchu chrupky.

Bolo preukázané, že relatívny pohyb napomáha udržiavať prenos zaťaženia pomocou kvapalnej fázy. To má za následok zníženie trenia v kĺbe. Ľudské kĺby (napr. kolenné, bedrové...) trávajú väčšinu času vo vzájomnom pohybe, a sú zaťažené viac dynamicky ako staticky. Preto je veľmi nepravdepodobné, že za normálnych fyziologických podmienok niekedy klesne úroveň prenosu zaťaženia pomocou kvapalnej fázy na nulu.

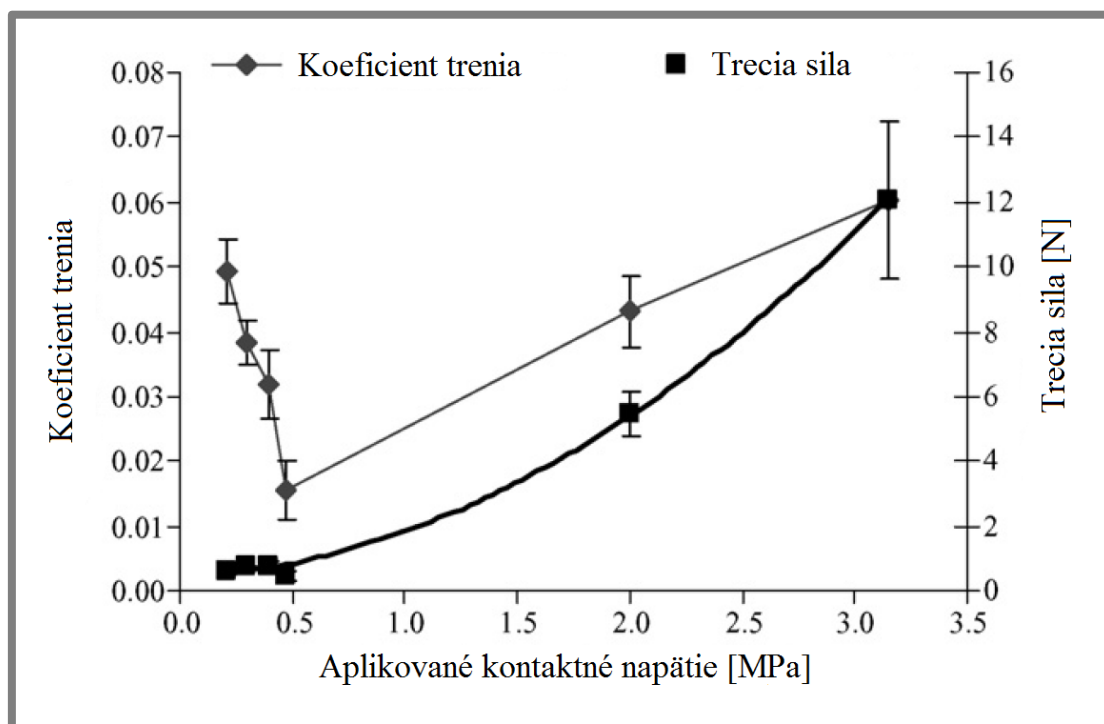
Kým posuvná rýchlosť ovplyvňuje rýchlosť rehydratácie, veľkosť kontaktu reguluje množstvo tkaniva, ktoré je odľahčené po každom cykle. Aby sa zabránilo



nefyziologickému hydrodynamickému režimu mazania, pri testovaní sú používané malé posuvné rýchlosti ( 1 – 4 mm/s ) [6].

#### Vplyv veľkosti zaťaženia

Bolo ukázané, že koeficient trenia klesá so vzrastajúcim zaťažením [8]. Avšak tento pokles silne závisí na podmienkach, za ktorých bolo uskutočnené meranie. Pokles koeficientu trenia s rastúcim kontaktným napätím môže byť spomalený a až zastavený na určitej hodnote zaťaženia. Táto hodnota veľmi závisí na experimentálnych podmienkach, hlavne na vplyve rehydratácie. Na obr. 3-2 je zjavný pokles koeficientu trenia do hodnoty kontaktného tlaku približne 0,5 MPa a ďalej nasleduje už len pozvoľný nárast koeficientu trenia pri zvyšovaní záťaže. Väčšina tribologických štúdií zaoberajúcimi sa vplyvom zaťaženia na trecie vlastnosti chrupky predpokladá lineárnu závislosť medzi zaťažením a nameranou trecou silou. Avšak to nemusí byť vždy pravda. V tejto oblasti je viac než potrebné detailne preskúmať možné nelineárne správanie sa týchto veličín v prostredí kĺbnej chrupky.



Obr. 3-2 Závislosť koeficientu trenia a trecej sily na zaťažení [9].

#### Vplyv rozličných štruktúrnych zložiek

##### Glykosaminoglykany a proteoglykany

Natlakovanie intersticiálnej tekutiny je hlavným pôvodcom tribologických vlastností v režime dvojfázového mazania. Sieť proteoglykanov so svojimi záporne nabitými glykosaminoglykanmi výrazne pôsobí proti toku intersticiálnej tekutiny. Znižuje tak permeabilitu medzibunkovej hmoty.

Ochudobnenie medzibunkovej hmoty o tieto reťazce je sprevádzané zvyšovaním koeficientu trenia. Úbytok glykosaminoglykanov je spojený s procesom starnutia a výskytom osteoartritídy. Môže to viesť až k zmene mechanických a tribologických vlastností s výslednou degradáciou medzibunkovej hmoty [10].

#### Kolagén

Bolo preukázané, že celistvosť kolagénovej siete má významný vplyv na tribologické vlastnosti. Mechanické poškodenie vrchnej časti chrupky je sprevádzané vyšším koeficientom trenia v porovnaní s nepoškodenou chrupkou. Enzymatická degradácia kolagénových vlákien má taktiež za následok zvýšenie trenia, no je to čiastočne ovplyvnené zmenou množstva vody a proteoglykanov v tkanive [11].

#### Povrchová amorfná vrstva

Je zložená zo sulfátových sacharidov, glykoproteínov a lipidov. Boli však spozorované rozdiely v hrúbke a presnom zložení. Povrchová amorfná vrstva je oddeliteľná jednoduchým zotretím povrchu chrupky. Pri meraní tak zotretá chrupka vykazuje vyšší koeficient trenia v porovnaní s neporušeným prirodzeným tkanivom. Avšak počas testu môže dôjsť k čiastočnému obnoveniu vrstvy. Pravdepodobne sa jedná o odozvu na mechanickú záťaž [12].

---

### 3.2.2 Medzný režim mazania

Keď v dôsledku statického zaťaženia klesá prenos zaťaženia pomocou kvapaliny, kĺb začína fungovať v režime medzného mazania. Látky, prítomné na povrchu chrupky, začínajú ovplyvňovať koeficient trenia. Priľnavosť maziva na nosné plochy zabráni priamemu kontaktu medzi povrchmi a tak znižuje trenie a opotrebenie. Synoviálna kvapalina ako celok, ako aj jej hlavné samostatné zložky by mohli plniť funkciu maziva.

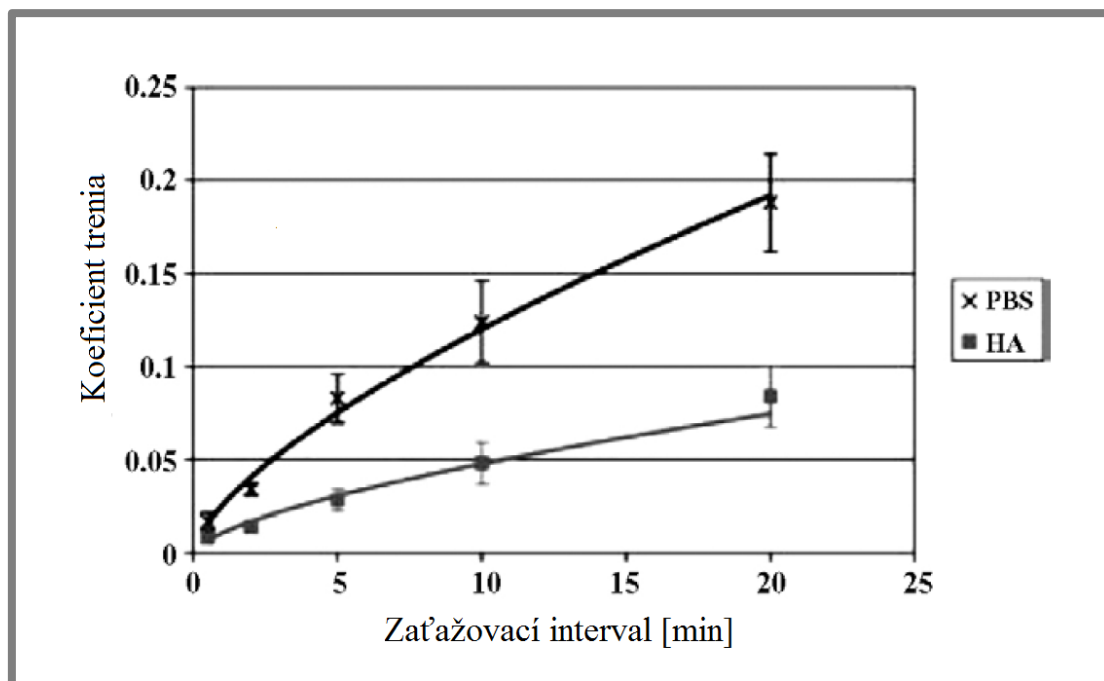
#### Synoviálna tekutina

Synoviálna tekutina je filtrát krvnej plazmy. Je to viskózna a nenewtonská kvapalina. Medzi jej najdôležitejšie zložky patrí kyselina hyalurónová a glykoproteín nazývaný lubricín. Kyselina hyalurónová je zodpovedná za viskozitu synoviálnej tekutiny a lubricín za zníženie koeficientu trenia počas pohybu kĺbu. Synoviálna tekutina taktiež obsahuje ďalšie glykosaminoglykany a to chondroitinsulfát a keratansulfát. Väčšina štúdií sa zaoberá určením zložky synoviálnej tekutiny, ktorá je zodpovedná za vynikajúce mazacie vlastnosti. Porovnanie závislosti koeficientu trenia na čase pri statickom zaťažení môžeme vidieť na obrázku 3-1, kde boli ako mazivá porovnaná synoviálna tekutina ako celok a Ringerov roztok [6].

#### Kyselina hyalurónová

Vo viacerých štúdiách bolo publikované pre aj proti efektívnosti kyseliny hyalurónovej pôsobiť ako mazivo v kĺbe. Je dokázané, že kyselina hyalurónová

dosahuje v porovnaní s Ringerovým roztokom alebo fosfátovým pufrom (Obr. 3-3) lepšie mazacie vlastnosti, ale tiež bolo ukázané, že kyselina hyalurónová nie je zložka synoviálnej tekutiny ktorá je zodpovedná za prenos záťaže [13].



**Obr. 3-3** Závislosť koeficientu trenia na zaťažovacom intervale v prítomnosti kyseliny hyalurónovej (HA) a fosfátového pufru (PBS) ako maziva [14].

## Lubricín

Lubricín tvorí jednu z hlavných zložiek synoviálnej tekutiny. Jeho dôležitosť pri procese trenia a opotrebenia v kĺbnej chrupke bola skúmaná viacerými štúdiami. Jednou z nich je aj štúdia Jay G.D. et al. [15], v ktorej bola synoviálna tekutina zozbieraná od jedincov s poruchou tvorby lubricínu. Táto synoviálna tekutina mala oveľa horšie vlastnosti v porovnaní so synoviálnou tekutinou zdravého jedinca. Na rozdiel do kyseliny hyalurónovej väčšina štúdií je limitovaná iba in vitro a na zvieracie pokusy.

### 3.2.3 Analýza opotrebenia

3.2.3

Opotrebenie je definované ako zmena povrchu, alebo rozmeru látky, spôsobená vzájomnou interakciou dvoch, alebo viacerých tuhých látok. V kĺbnej chrupke môže byť opotrebenie rozdelené do dvoch skupín. Prvá, je mechanické poškodenie. Patrí sem opotrebenie adhézne, abrazívne a únavové. Druhú skupinu, špecifickú pre všetky biologické látky, tvorí biochemická degradácia. V prípade kĺbnej chrupky je to pokles zastúpenia proteoglykanov, zmenou štruktúry kolagénnej siete, zmenou koncentrácie iónov, atď.

## Biochemická analýza

Pozostáva z chemickej analýzy maziva a oddelených častíc chrupky. Pri opotrebení chrupky sa mení jej vnútorná chemická štruktúra a tá následne ovplyvní chemické zloženie maziva, ktoré sa ďalej analyzuje. Taktiež sa pri opotrebení z chrupky oddeľujú malé častice, ktoré následne môžu byť analyzované elektrónovým mikroskopom.

Analýzou bolo zistené, že synoviálna tekutina má vlastnosti, ktoré chránia chrupku pred opotrebením a že sa rýchlosť opotrebenia zvyšuje so stúpajúcim zaťažením, väčšou kontaktnou plochou a so zvýšením relatívnej rýchlosti [16].

## Povrchová topografia

Povrchová topografia zahŕňa rôzne metódy mikroskopie povrchu. Sú to optické mikroskopy, transmisné a skenovacie elektrónové mikroskopy a mikroskopia atomárnych síl. Väčšina týchto metód je obmedzená na poskytnutie informácií len o povrchu chrupky, a tak je využívaná spoločne s inými technikami na charakterizáciu opotrebenia.

---

## 3.3 Analýza významných štúdií

[17] **BONNEVIE, ED, V BARO, L WANG a DL BURRIS.** In-situ studies of cartilage microtribology: roles of speed and contact area. *Tribology letters*. 2011, 41(1), 83-95.

V štúdiu bola skúmaná závislosť posuvovej rýchlosti a kontaktnej plochy na koeficiente trenia. Na merania bola použitá hovädzia chrupka, ktorá bola kúpená u miestneho mäsiara a uskladnená vo fosfátovom pufri pri 34 °F. Z nej boli vyrezané valcové vzorky o rozmeroch  $\Phi 10$  mm x 10 mm, ktoré boli následne ponorené vo fosfátovom pufri.

Na merania bol navrhnutý vlastný tribometer pre normálové sily v rozmedzí 10 – 100 mN. Vzorka bola umiestená na pohyblivej podložke, ktorá vykonávala recipročný pohyb. Polomer kontaktnej plochy bol vypočítaný podľa vzorca (1) z polomeru sondy a hĺbky penetrácie. Koeficient trenia bol určený z nameranej trecej a normálovej sily. Keďže povrch chrupky nie je rovný ale zakrivený, tak skutočný trecí koeficient musí byť prepočítaný podľa vzorca (2).

$$a = \sqrt[2]{R \cdot \delta_s} \quad (1)$$

Kde:  $a$  je polomer kontaktnej plochy,  $R$  je polomer sondy a  $\delta_s$  je hĺbka penetrácie.

$$\mu = \frac{\mu^* \cos(\alpha) + \sin(\alpha)}{\cos(\alpha) - \mu^* \sin(\alpha)} \quad (2)$$

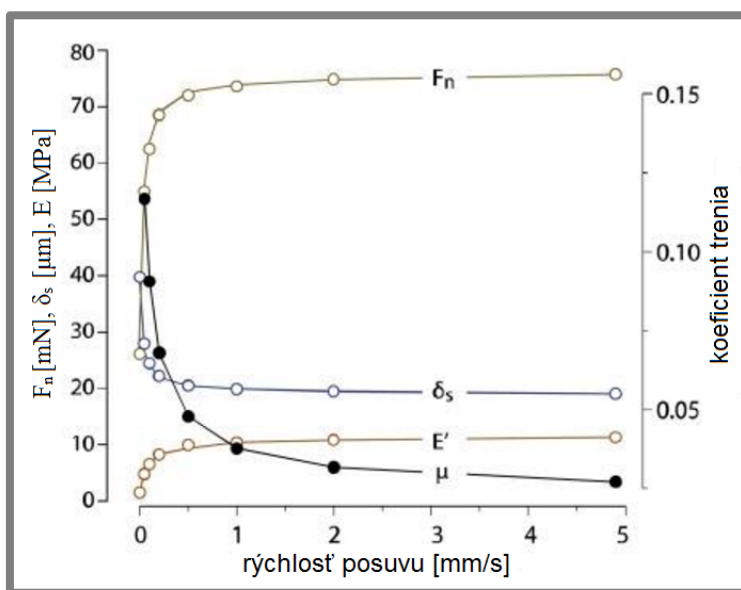
Kde:  $\mu$  je skutočný koeficient trenia,  $\mu^*$  je nameraný koeficient trenia a  $\alpha$  je uhol medzi normálou plochy chrupky a vertikálnou osou.

## Výsledky

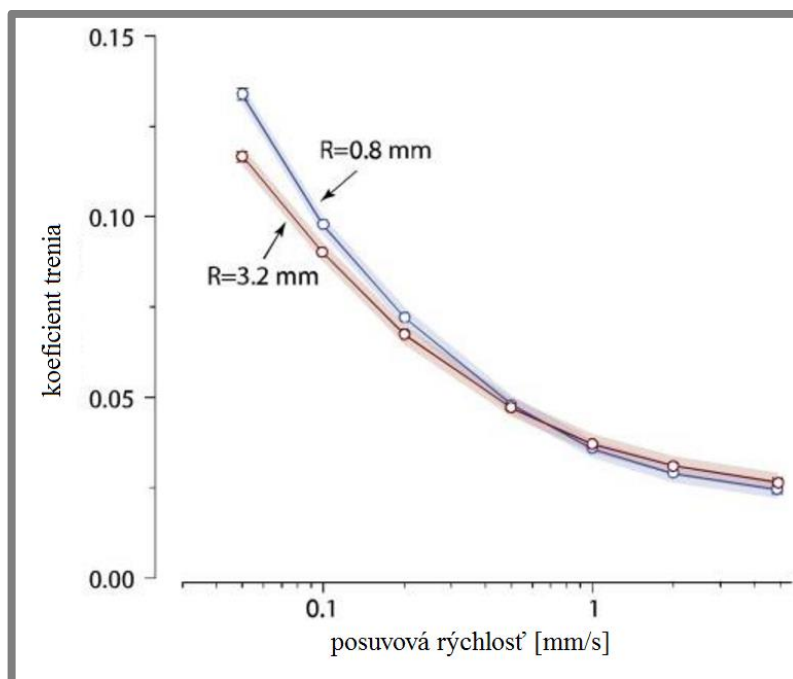
Všetky sledované parametre (koeficient trenia, normálová sila, hĺbka penetrácie a efektívny modul pružnosti) vykazovali silnú závislosť na relatívnej rýchlosti (Obr. 3-4). Hodnota normálovej sily spočiatku prudko narastala, a približne od rýchlosti 0.05 mm/s sa ustálila a následne udržiavala pomerne rovnakú veľkosť. Pokles koeficientu trenia bol ale menej strmý ako nárast normálovej sily, no pokles hĺbky penetrácie zhruba kopíruje nárast normálovej sily.

Zo štúdie vyplývajú štyri zistenia.

1. Prenos zaťaženia tekutinou bol pre väčšinu podmienok väčší ako 85% (v prípade nulovej rýchlosti bol na 0%) a necitlivý na zmenu rýchlosti alebo polomeru sondy.
2. Zmena veľkosti sondy má zanedbateľný vplyv na koeficient trenia alebo natlakovanie tekutiny.
3. Koeficient trenia je úmerný veľkosti kontaktnej plochy.
4. Zistená závislosť medzi veľkosťou kontaktnej plochy ku polomeru sondy aj k hodnote koeficientu trenia.



**Obr. 3-4** Závislosť koeficientu trenia, normálovej sily, hĺbky penetrácie a efektívneho modulu pružnosti na rýchlosti posuvu [17].



Obr. 3-5 Závislosť koeficientu trenia na posuvovej rýchlosti pri rôznych polomeroch sond [17].

[18] **CALIGARIS, Matteo a Gerard A ATESHIAN.** Effects of Sustained Interstitial Fluid Pressurization Under Migrating Contact Area, and Boundary Lubrication by Synovial Fluid, on Cartilage Friction. *Osteoarthritis and cartilage* / OARS, Osteoarthritis Research Society. 2008, 16(10), 1220-1227.

V experimentálnej štúdii boli testované dve hypotézy. Či môže hodnota koeficientu trenia trvalo zostať na nízkej úrovni za fyziologických podmienok, a ako efektívna je synoviálna tekutina pri mazaní kĺbovej chrupky.

Boli uskutočnené pokusy na mladej hovädzej chrupke na porovnanie trenia pri stálom a pri migrujúcom mieste kontaktu, na porovnanie trenia pri mazaní synoviálnou tekutinou a fosfátovým puferom a na určenie vplyvu klznej rýchlosti na koeficient trenia. Na meranie bol použitý tribometer s translačným recipročným pohybom.

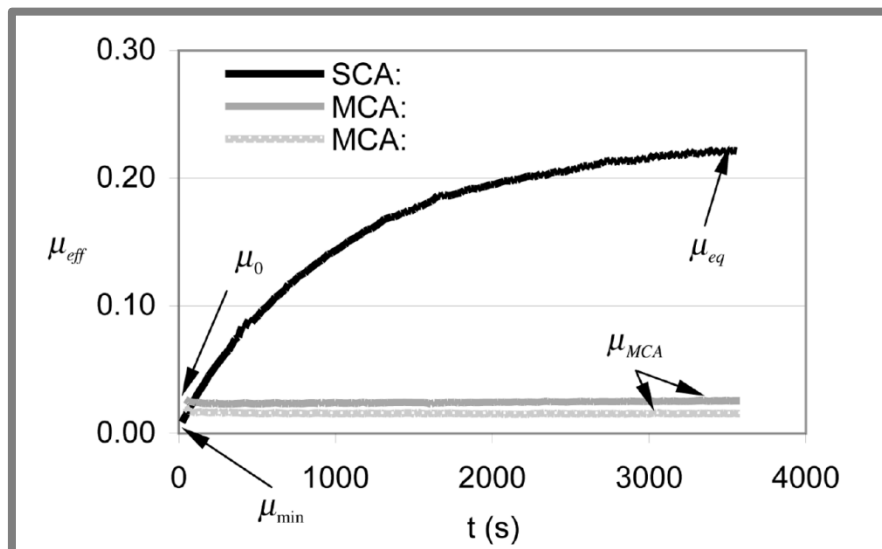
### Výsledky

Je ukázané, že koeficient trenia v prípade migrujúceho miesta kontaktu udržiava svoju hodnotu v celom trvaní experimentu, naproti tomu v prípade stálej kontaktnej plochy bol spozorovaný nárast koeficientu trenia (obr. 3-6), pravdepodobne spôsobený poklesom pomeru zaťaženia preneseného tekutinou.

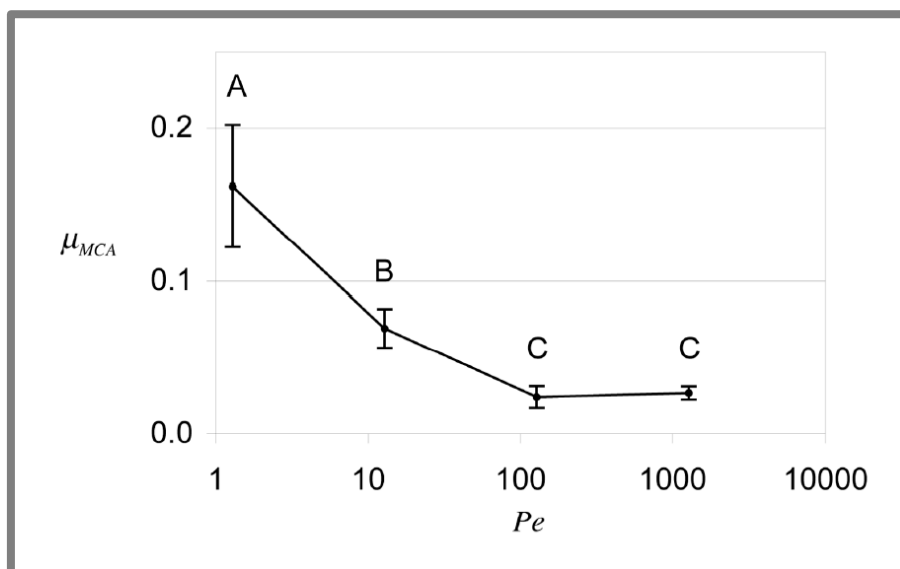
Na obrázku 3-7 je možné vidieť pokles koeficientu trenia do hodnoty Pecletovho čísla 100 a následné stabilizovanie veľkosti trenia. Ďalej pri porovnávaní hodnoty koeficientu trenia pri mazaní synoviálnou tekutinou a fosfátovým puferom bola určená efektivita jednotlivých látok ako medzného maziva.

V štúdii boli zistené nasledujúce odpovede na pokladané otázky:

- Migrujúca kontaktná plocha dokázala udržať nízku hodnotu koeficientu trenia pri fyziologických podmienkach zaťaženia počas celého trvania experimentu.
- Koeficient trenia pri mazaní synoviálnou tekutinou je približne 1,5 krát menší ako pri mazaní fosfátovým pufrom, avšak koeficient trenia pri migrujúcej ploche kontaktu je okolo 60 krát menší ako pri stálom mieste. Je to spôsobené zmenšením pomeru prenosu zaťaženia tekutinou, ktorá sa pri stálom mieste pri zaťažení vytlačí preč.



Obr. 3-6 Závislosť koeficientu trenia na čase pre stálom (SCA) a migrujúcom (MCA) mieste kontaktu [18].



Obr. 3-7 Závislosť koeficientu trenia na Pecletovom čísle pri migrujúcom mieste kontaktu [18].

[19] **CALIGARIS, Matteo, Clare E CANAL, Christopher S AHMAD, Thomas R GARDNER a Gerard A ATESHIAN.** Investigation of the Frictional Response of Osteoarthritic Human Tibiofemoral Joints and the Potential Beneficial Tribological Effect of Healthy Synovial Fluid. *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*. 2009, 17(10), 1327-1332.

Cieľom štúdie bolo testovať hypotézu, že prirodzený priebeh osteoartritídy vedie k zvýšeniu koeficientu trenia. Hypotéza bola založená na očakávaní, že opotrebenie povrchu chrupky spôsobené osteoartritídou spôsobí vyššie hodnoty koeficientu trenia. Ďalej sa overovala dôsledková hypotéza, že či synoviálna tekutina od zdravého jedinca dokáže zmierniť zvýšený koeficient trenia.

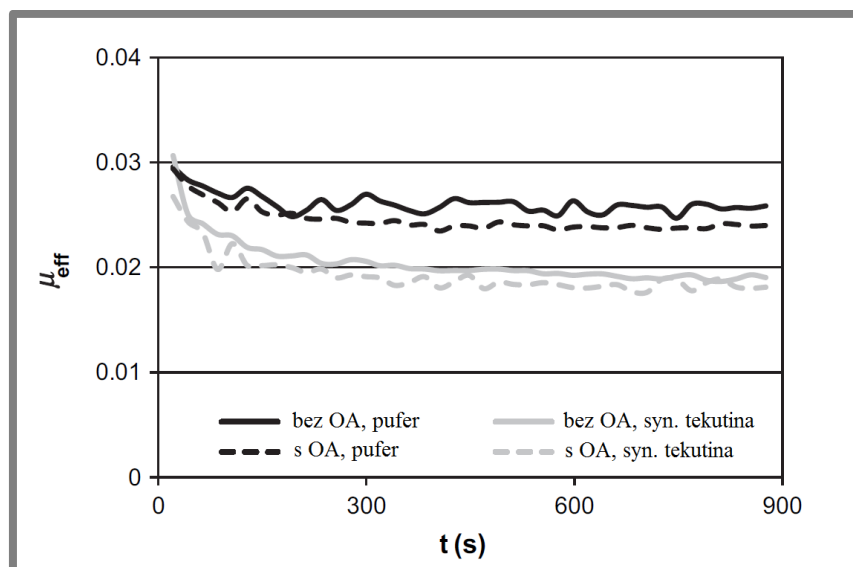
Na merania boli použité ľudské kolenné kĺby s rôznym stupňom osteoartritídy, ktoré boli mazané zdravou hovädzou synoviálnou tekutinou a fosfátovým pufrom. Kĺby boli uskladnené v mrazničke pri teplote  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Merania boli uskutočnené v dvoch konfiguráciách. Jedna, s trvalým prenosom zaťaženia tekutinou na overenie vplyvu osteoartritídy na koeficient trenia v režime dvojfázového mazania. A druhá, ktorá povoľovala pokles natlakovania intersticiálnej tekutiny, a tak skúmať efektivitu zdravej synoviálnej tekutiny za medzného režimu mazania.

### Výsledky

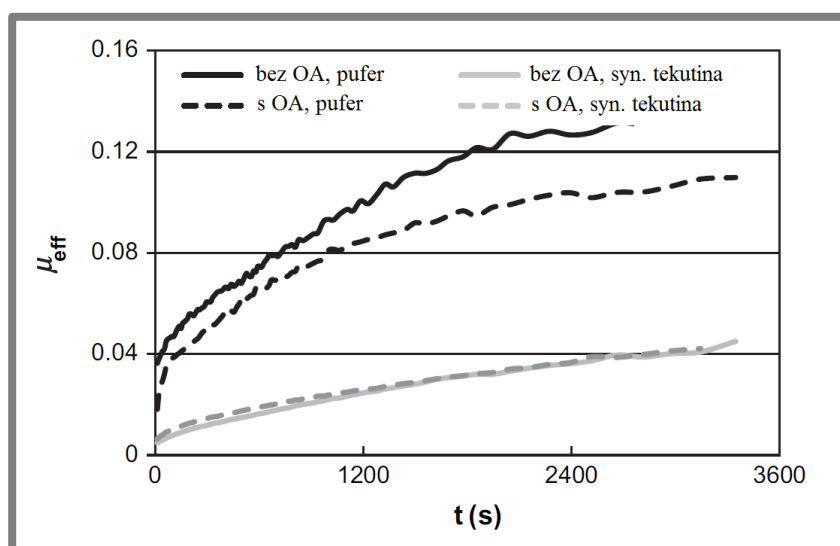
Žiadny štatistický rozdiel nebol nájdený na hodnotách koeficientu trenia zdravej a ani na chrupke s osteoartritídou pri meraní s trvalým prenosom zaťaženia tekutinou chrupky (obr. 3-8), tak aj pri medznom režime mazania (obr. 3-9).

Koeficient trenia ľudskej tibiofemorálnej chrupky nemusí nevyhnutne vzrastať pri prirodzene postupujúcej osteoartritíde. Tento výsledok možno vysvetliť skutočnosťou, že natlakovanie intersticiálnej tekutiny nie je nutne narušené postupnou degeneráciou chrupky. Táto štúdia tiež dokazuje, že mazanie zdravou synoviálnou tekutinou znižuje koeficient trenia kĺbov v porovnaní s mazaním fosfátovým pufrom.





Obr. 3-8 Závislosť koeficientu trenia na čase pri stave bez a s osteoartritídou(OA) pri konfigurácii s trvalým natlakovaním tekutiny [19].



Obr. 3-9 Závislosť koeficientu trenia na čase pri stave bez a s osteoartritídou(OA) pri konfigurácii s medzným režimom mazania [19].

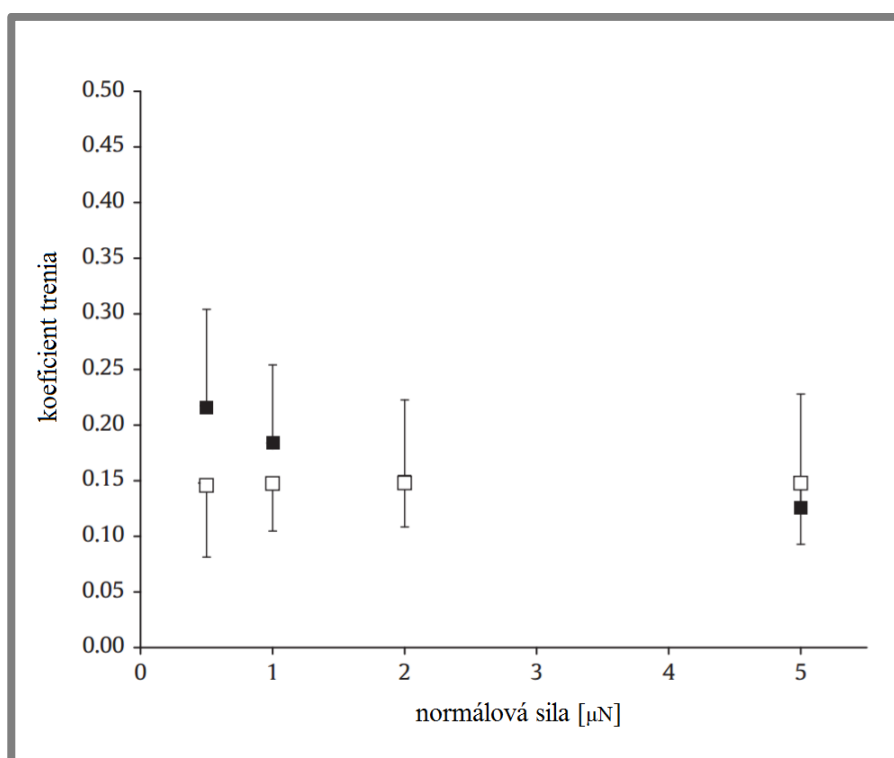
[20] **DESROCHERS, Jane, Matthias W. AMREIN a John R. MATYAS.** Microscale surface friction of articular cartilage in early osteoarthritis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013, 25, 11-22.

Cieľom tejto štúdie bolo zistiť koeficient trenia povrchu kĺbovej chrupky na in vivo experimentálnom modeli za medzného režimu mazania. Trenie chrupky bolo merané na kĺbnom povrchu pomocou mikroskopie atomárnych síl za aplikovaných zaťažení v rozmedzí od 0,5 do 5  $\mu\text{N}$ . Následne bol ešte analyzovaný povrch chrupky skenovacím elektrónovým mikroskopom. Experimentálne parametre boli navrhnuté

tak, aby pôsobili dostatočné kontaktné sily pri nízkej relatívnej rýchlosti posuvu. Tak sa rýchlo odtlakovala intersticiálna tekutina v chrupke, aby sa minimalizovali znižujúce účinky režimu dvojfázového mazania na koeficient trenia chrupky.

### Výsledky

Táto štúdia opisuje dôsledky osteoartritídy na trení povrchu chrupky. Keďže mazanie a opotrebovanie sa ťažko merajú experimentálne, vykonali sa merania trenia, aby sa vyvodili závery o vplyve povrchového opotrebenia na koeficient trenia chrupky. Zistilo sa, že koeficient trenia vzrástol v porovnaní s kontrolnou chrupkou pri aplikovaných silách do 0,5  $\mu\text{N}$ , ale pri vyšších hodnotách sily (1-5  $\mu\text{N}$ ) neboli pozorované žiadne rozdiely (Obr. 3-10). Morfológické zmeny pozorované skenovacou elektrónovou mikroskopiou zahŕňali popraskanie a zdrsnenie povrchu chrupky indikujúce narušenie a opotrebovanie, sprevádzané zjavným rozpadom povrchovej vrstvy chrupky.



**Obr. 3-10** Závislosť koeficientu trenia na normálovej sile pre kontrolnú ( $\square$ ) chrupku a pre chrupku s osteoartritídou ( $\blacksquare$ ) [20].

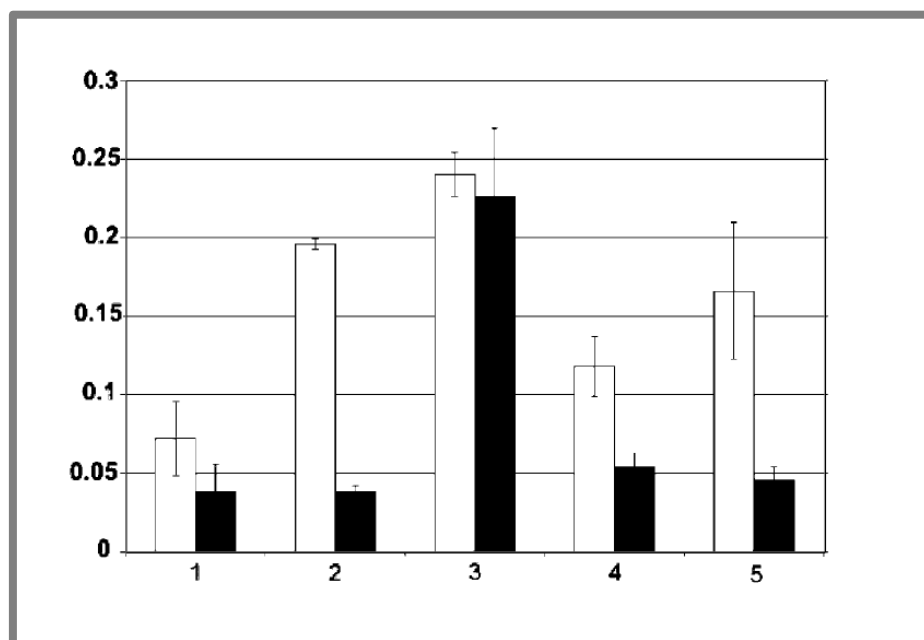
[21] **FORSEY, Richard W., John FISHER, Jonathan THOMPSON, Martin H. STONE, Carol BELL a Eileen INGHAM.** The effect of hyaluronic acid and phospholipid based lubricants on friction within a human cartilage damage model. *Biomaterials*. 2006, 27(26), 4581-4590.

Cieľom tejto štúdie bolo hodnotenie mazacích schopností rôzne koncentrovanej vysokomolekulárnej kyseliny hyalurónovej, fosfolipidu

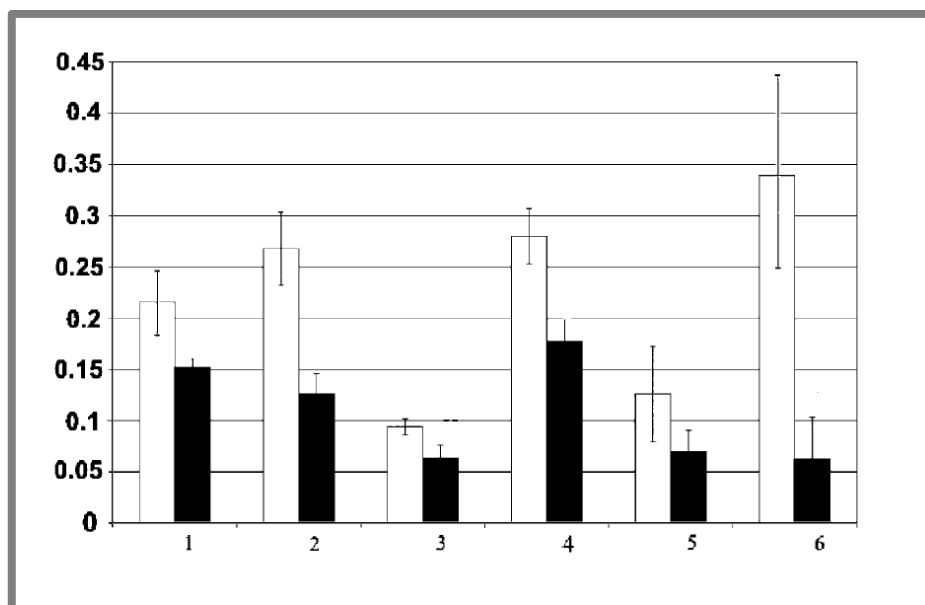
(dipalmitoylfosfatidylcholín) a ich zmesi v in vitro modeli. Na merania bola použitá ľudská chrupka, získaná od pacientov, ktorí podstúpili kompletnú výmenu kĺbu. Následne boli pomocou rezacieho noža vyrobené vzorky o priemere 5 mm. Merania boli realizované na špeciálne navrhnutom tribometri. Na preskúmanie dlhodobých výhod kyseliny hyalurónovej sa skúmal rozsah penetrácie kyseliny hyalurónovej do tkaniva chrupky za použitia fluorescenčne značenej kyseliny hyalurónovej a konfokálnej mikroskopie.

### Výsledky

Aplikácia kyseliny hyalurónovej a fosfolipidu na poškodenú ľudskú chrupku viedla k lepšiemu mazaniu medzi povrchmi kĺbnej chrupky. Účinnosť kyseliny hyalurónovej nebola závislá od koncentrácie, avšak koncentrácia mala vplyv na mazacie vlastnosti fosfolipidu. Okrem toho, pri kombinácii fosfolipidu s kyselinou hyalurónovou, bola nameraná zvýšená schopnosť mazať povrch chrupky. Dôvod tohto efektu nie je úplne známy.



**Obr. 3-11** Zmenšenie koeficientu trenia v porovnaní kyseliny hyalurónovej (čierna) a Ringerovho roztoku (biela) pre jednotlivé vzorky [21].



Obr. 3-12 Zmenšenie koeficientu trenia v porovnaní fosfolipidu (čierna) a Ringerovho roztoku (biela) pre jednotlivé vzorky [21].

[22] **KIENLE, Sandra, Kathrin BOETTCHER, Lorenz WIEGLEB, Joanna URBAN, Rainer BURBKART, Oliver LIELEG a Thorsten HUGEL.** Comparison of friction and wear of articular cartilage on different length scales. *Journal of Biomechanics*. 2015, 48(12), 3052-3058.

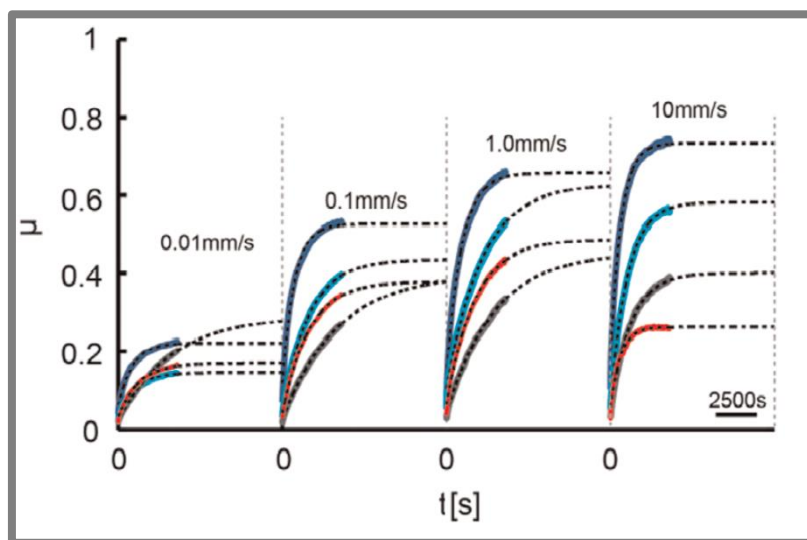
V tejto práci bolo skúmané, ako zmena mazacej kvapaliny ovplyvňuje trenie a opotrebovanie kĺbnej chrupky so zameraním na medzné a zmiešané mazanie, ako aj na mechanizmy natlakovania intersticiálnej tekutiny. Merania boli realizované pomocou mikroskopie atomárnych síl, tribológie a profilometrie. V štúdiu boli porovnávané vodné roztoky s rôznymi koncentraciami NaCl a viskosuplementový doplnok obsahujúci kyselinu hyalurónovú.

Vzorky z oviec sa pripravili priamo po ich prijatí z bitúniku a zmrazili sa jednotlivo vo fosfátovom pufrí až do dňa merania. Na meraní pomocou mikroskopu atomárnych síl bolo použité zaťaženie rozmedzí od 30 do 110 nN a rýchlosťou snímania medzi 9 až 113 mm / s. Počas meraní na rotačnom tribometri bola aplikovaná normálová sila 6 N, čo malo za následok kontaktný tlak približne 0,1 MPa. Každá vzorka bola podrobená štyrom skúškam trenia pri rotačnej rýchlosti 0,01; 0,1; 1 a 10 mm / s.

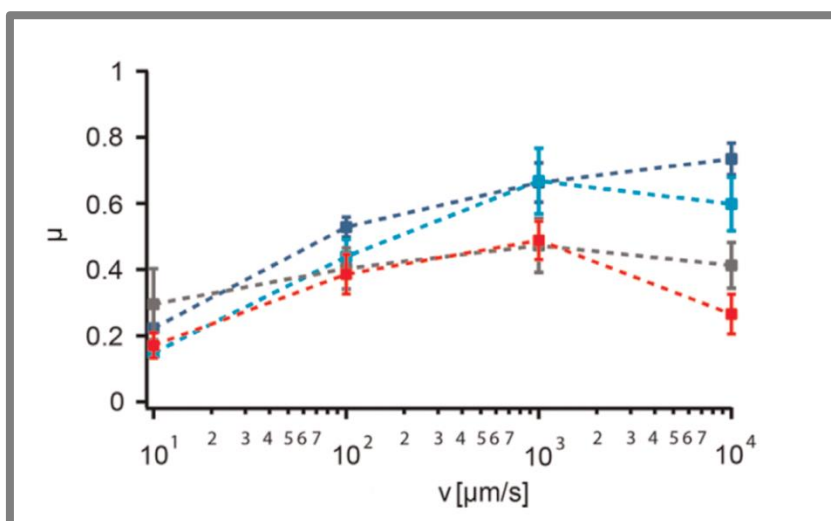
### Výsledky

V práci bolo zistené, že prítomnosť iónov mení trecie chovanie a odolnosť proti opotrebovaniu (Obr. 3-13 a Obr. 3-14). Na rozdiel od toho kyselina hyalurónová nepreukázala žiadny významný vplyv na koeficiente trenia, ale výrazne znížila opotrebenie. To naznačuje, že intraartikulárne injekcie s kyselinou hyalurónovou môžu zlepšiť odolnosť kĺbnej chrupky voči opotrebeniu. Táto štúdia potvrdzuje teóriu, že trenie a opotrebovanie nemusia nevyhnutne korelovať v tribológii kĺbnej chrupky a

že hlavnou úlohou kyseliny hyalurónovej môže byť ochrana proti opotrebovaniu kĺbnej plochy.



**Obr. 3-13** Závislosť koeficientu trenia na čase pre rôzne druhy maziva. Očistená voda (tmavomodrá), roztok 0,154 M NaCl (svetlomodrá), roztok 2M NaCl (hnedá) a synoviálna tekutina (červená) [22].



**Obr. 3-14** Závislosť koeficientu trenia na rýchlosti pre rôzne druhy maziva. Očistená voda (tmavomodrá), roztok 0,154 M NaCl (svetlomodrá), roztok 2M NaCl (hnedá) a synoviálna tekutina (červená) [22].

[23] **KRISHNAN, Ramaswamy, Elise N. MARINER a Gerard A. ATESHIAN.** Effect of dynamic loading on the frictional response of bovine articular cartilage. *Journal of Biomechanics*. 2005, 38(8), 1665-1673.

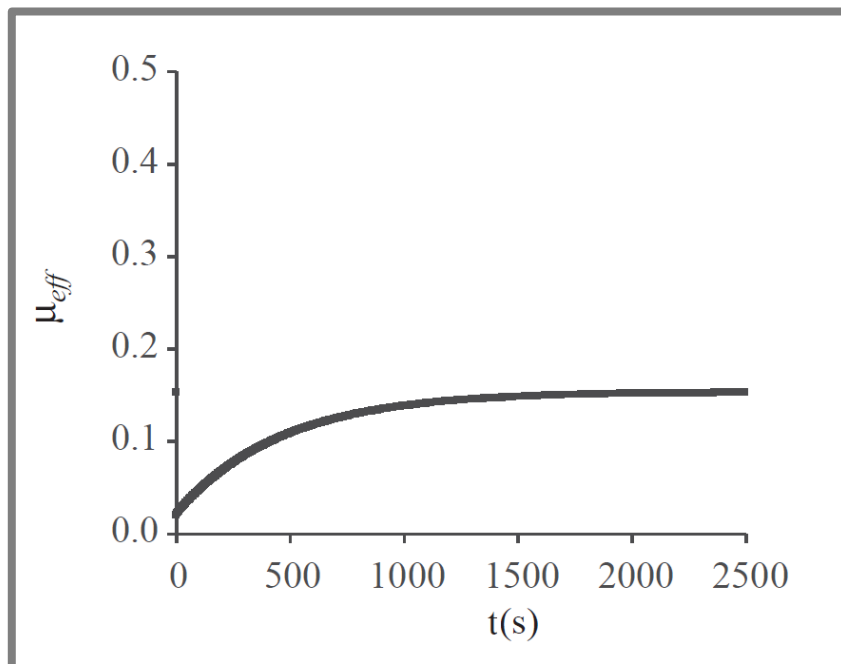
Cieľom tejto štúdie bolo overenie dvoch hypotéz. Prvá, či je hodnota koeficientu trenia pri cyklickom zaťažení oveľa menšia ako pri zaťažení statickom, a či klesá so zvyšujúcou sa frekvenciou zaťaženia. Druhá, či pomer prenosu zaťaženia

pomocou tekutiny je pri cyklickom zaťažení konštantne väčší ako nula, a či narastá ako funkcia frekvencie zaťaženia.

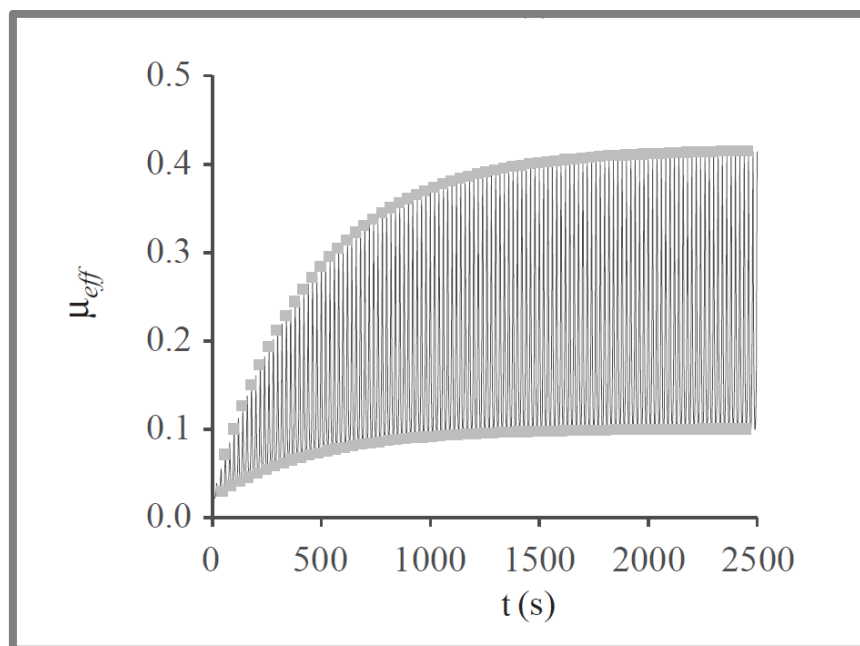
V tejto štúdii bola na meranie použitá hovädzia chrupka, ktorá bola postupne zaťažená cyklickým ťahovým zaťažením (0,05; 0,5; 1 Hz) reprezentujúcim fyziologické podmienky zaťaženia. Na merania boli použité valčekové vzorky o priemere 4,8 mm. Trenie chrupky bolo skúmané na recipročnom tribometri pri rýchlosti 1 mm/s, a chrupka bola mazaná fosfátovým pufrom.

### Výsledky

Pri cyklickom tlakovom zaťažení bolo zistené, že pomer prenosu zaťaženia intersticiálnou tekutinou sa pohybuje nad a pod odozvou statického zaťaženia (Obr. 3-15 a Obr. 3-16). Všetky teoretické predpovede a väčšina experimentálnych výsledkov preukázali malú citlivosť na frekvenciu zaťaženia. Na základe týchto výsledkov boli obe hypotézy zamietnuté. Zistilo sa, že cyklické tlakové zaťaženie nemá vplyv na nižší koeficient trenia alebo vyšší prenos zaťaženia intersticiálnou tekutinou než statické zaťaženie.



Obr. 3-15 Závislosť koeficientu trenia na čase pri statickom zaťažení [23].



**Obr. 3-16** Závislosť koeficientu trenia na čase pri cyklickom zaťažení zaťažení [23].

## 4 DISKUSIA

So zvyšujúcim priemerným vekom dožitia stúpa aj počet pacientov diagnostikovaných osteoartrítidou. Tak sa aj zvyšuje dôraz na výskum mechanizmov vzniku a progresie tohto ochorenia. Vedomosti o fyziológii, biomechanických a tribologických funkciách môžu pomôcť k porozumeniu procesov tohto ochorenia kĺbnej chrupky, a tak asistovať pri vývoji nových terapeutických techník na liečbu tejto choroby.

V závislosti od podmienok zaťažovania môže kĺb pracovať vo viacerých režimoch mazania. Môže za to dvojfázové zloženie chrupky. V štúdii [4] je tento dvojfázový charakter opísaný. Autor tvrdil, že keďže je pevná fáza deformovateľná, kvapalina prenáša väčšinu zaťaženia. Existuje aj trojfázový model chrupky, kde sú ióny rozpustené v kvapaline modelované ako samostatná tretia fáza. Vplyv koncentrácie iónov pozoroval [8]. Bolo zistené, že pri väčšej koncentrácii iónov klesá koeficient trenia.

V prípade konštantného zaťaženia je tekutina z miesta kontaktu postupne vytlačená. Zaťaženie je tak postupne prenášané pevnou fázou. Kontakt tak prejde do stavu medzného mazania. Táto závislosť na čase bola skúmaná v štúdii [6]. Bolo ukázané, že hodnota koeficientu trenia postupne rastie až na koniec sa ustáli na určitej hodnote. Schopnosť chrupky rehydratovať tkanivo tak výrazne ovplyvňuje režim mazania. Rehydratácia je ale ovplyvnená relatívnou rýchlosťou, alebo či sa miesto kontaktu presúva.

V štúdii [9] bolo ukázané, že koeficient trenia klesá so zväčšujúcim sa zaťažením. Avšak štúdia [24] preukázala, že je to silne závislé na zaťažovacích podmienkach. Pokles koeficientu trenia sa môže na určitej hodnote zastaviť, až začať rásť. Navyše závislosť medzi zaťažením a nameranou trecou silou nemusí byť lineárna. Efekt cyklického tlakového zaťaženia bol skúmaný [23]. Autori zistili, že cyklické zaťaženie nemá žiadny vplyv na natlakovanie kvapaliny ani na koeficient trenia.

Bolo zistené, že na veľkosti koeficientu trenia majú vplyv aj jednotlivé štruktúrne zložky. Najvýznamnejšie sú proteoglykany. Tie ovplyvňujú natlakovanie intersticiálnej tekutiny, a tak aj koeficient trenia. Autori štúdie [25] zistili, že ochudobnenie chrupky proteoglykanom alebo chondroitinsulfátom má za následok zvýšenie hodnoty koeficientu trenia.

V prípade medzného režimu mazania slúži synoviálna tekutina ako mazivo kĺbov. Bolo tiež ukázané, že v porovnaní so soľným roztokom výrazne znižuje opotrebenie [26]. Každá zo zložiek synoviálnej tekutiny má schopnosť pracovať ako mazivo. Vplyv kyseliny hyalurónovej bol skúmaný v štúdii [14]. Bolo zistené, že koeficient trenia bol v porovnaní z Ringerovým roztokom menší. Naproti tomu, v štúdii [13] bolo preukázané, že práve proteínové štruktúry synoviálnej tekutiny sú zodpovedné za prenos zaťaženia. Najvýznamnejšou zložkou z pohľadu mazania je však pravdepodobne lubricín. Bolo zistené, že synoviálna tekutina od jedincov s vrodenou deficienciou na lubricín, má horšie mazacie vlastnosti [15]. Aj keď princípy mazania sú dobre známe, stále nie je vyskúmaný proces tvorby mazacieho filmu na povrchu chrupky. Ten sa dá ale analyzovať pomocou metódy fluorescenčnej mikroskopie.

Opotrebenie chrupky je v súčasnosti skúmané biochemickou analýzou a topografiou povrchu. Žiadna zo spomínaných metód však neumožňuje zobrazit'



priestorovú degradáciu tkaniva. V štúdiu [16] bolo preukázané, že synoviálna tekutina neslúži len ako mazivo, ale aj ako ochrana proti opotrebeniu. Zvýšenie zaťaženia má takisto vplyv na rýchlosť opotrebenia. Autori štúdie [24] zistili, že zo zvyšujúcim zaťažením stúpa rýchlosť opotrebenia chrupky.

Pre veľkú podobnosť s ľudským organizmom je vhodné na výskum používať bravčovú chrupku. Keďže veľkosť bravčovej chrupky je veľmi malá a niekedy na reprezentatívne vzorky nedostačujúca, je doporučené ako náhradu požívať chrupku hovädziu. Z dôvodu zachovania osmotických vlastností by sa mala chrupka skladovať v izotónickom prostredí, ako je napríklad fosfátový pufer. Aby sa spomalila prirodzená degradácia tkaniva, je možné chrupku skladovať v mrazničke do  $-80^{\circ}\text{C}$ . Pri skladovaní v chladnejšom prostredí hrozí zmena mechanických vlastností [27].

Nedávno, množstvo nástrojov, ktoré sa tradične používajú na klinické zobrazovanie biologických tkanív bolo rozšírených a upravených, aby dokázali zobraziť a študovať degradáciu kĺbnej chrupky. Neinvazívna podstata týchto zobrazovacích nástrojov im dáva veľkú výhodu pred ostatnými spôsobmi štúdie opotrebenia kĺbnej chrupky.

Zatiaľ, čo niektoré z techník ako je magnetická rezonancia sú už dobre zabehané pri študovaní mäkkých tkanív a chrupky, iné metódy, ako sú mikro počítačová tomografia, kvantitatívne akustické emisie, zobrazovanie infračerveného žiarenia Fourierovou transformáciou, sú stále ešte v počiatočnej vývojovej fáze pre štúdium kĺbnej chrupky.

Hlavné výzvy pri využívaní týchto techník na štúdium opotrebenia kĺbnej chrupky sú ich prevádzkové náklady, zlá dostupnosť a v niektorých prípadoch aj zlé rozlíšenie obrazu. Magnetická rezonancia je v súčasnosti najpoužívanejším klinicky prijateľným nástrojom na vizualizáciu chrupky v kĺboch. Hoci magnetická rezonancia má schopnosť ukázať celkovú stratu tkaniva, nedostatočné rozlíšenie znamená, že nemôže byť použitá na štúdium degeneratívnych zmien v medzibunkovej hmote.

Nedávne pokroky v elektromagnetike a minimalizácii viedli k vývoju výkonnejších magnetov a mikromagnetickej rezonancie, ktorá je schopná veľmi dobrého priestorového rozlíšenia [28]. Ako bolo zdôraznené, táto technika je stále vo vývojovej fáze a nie je široko dostupná. Avšak, vzhľadom na jej dobré rozlišovacie vlastnosti, je možné očakávať rýchle tempo vývoja v tejto oblasti.

Kombinácia najnovších zobrazovacích nástrojov s dobre zavedenými konvenčnými biochemickými metódami môže poskytnúť prostriedky potrebné na štúdium a lepšie pochopenie príčin a vývoja opotrebovania kĺbnej chrupky.

Malé chyby v tkanive chrupky sú vo všeobecnosti opravované pomocou prenosu štepov a nedávno, v niektorých prípadoch pomocou substitúcií biomateriálov. Niektoré z dôležitých otázok, ktoré je potrebné zvážiť s takými transplantátmi, môžu byť ich fixácia, fyzikálna a chemická integrácia s okolitým tkanivom hostiteľskej chrupky, vek a poškodenie povrchu protiľahlej chrupky počas ich života.

Mäkké aj tvrdé materiály boli navrhnuté ako náhrada a tribologické hodnotenie takýchto materiálov môže poskytnúť informácie o ich výkonnosti a funkcii s ohľadom na udržiavanie nízkeho trenia a opotrebenia. Zatiaľ čo existujú mnohé štúdie, ktoré hodnotili tribologické vlastnosti rôznych hydrogélных materiálov ako náhrady chrupiek, iba niekoľko z nich skúmalo kontakt priamo hydrogél na chrupku.

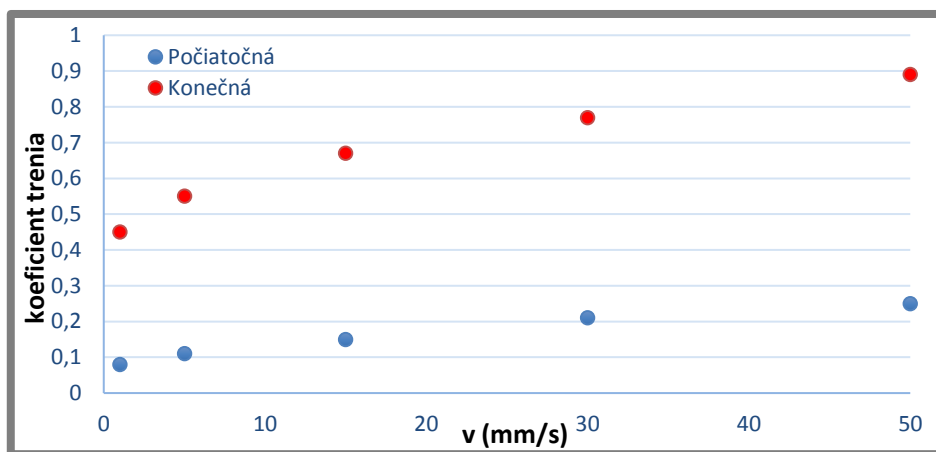
Dvojfázové materiály, ako sú hydrogély s veľmi vysokým obsahom vody, poskytujú nižšie trenie a spôsobujú nižšiu povrchovú degradáciu protiľahlého povrchu chrupky v porovnaní s jednofázovými materiálmi, ako je napríklad nehrdzavejúca oceľ

[29]. Vo väčšine prípadov sú mäkké materiály, ktoré sú vlastnosťami podobné ako kĺbna chrupka, viac vhodné na prenos štepov, ako tvrdé materiály.

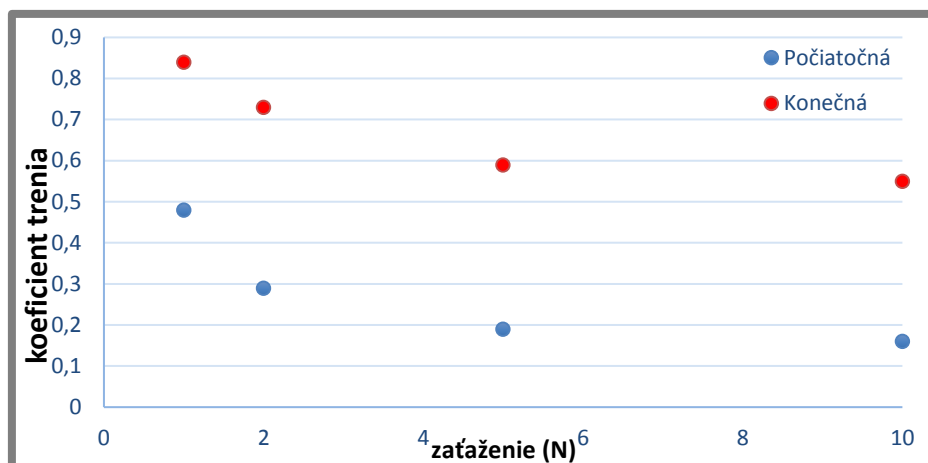
Hoci hydrogély môžu byť realizovateľnou substitúciou biomateriálu pre kĺbnu chrupku, existuje potreba ďalšej optimalizácie ich vlastností, aby úzko napodobňovala prirodzenú funkciu kĺbnej chrupky.

V práci boli overené dve hypotézy. Prvá, so stúpajúcou relatívnou rýchlosťou narastá koeficient trenia. Druhá, s klesajúcim zaťažením rastie hodnota koeficientu trenia. Z bravčovej chrupky boli pomocou špeciálneho noža pripravené piny o priemere 5,6 mm, ktoré boli skladované vo fosfátovom pufri v chladničke pri 4 °C. Na merania bol použitý Mini Traction Machine v konfigurácii pin-on-disk. Všetky merania boli realizované za normálnej telesnej teploty 36,5 °C a na mazanie bolo použité ako náhrada synoviálnej tekutiny hovädzie albumínové sérum. Pri meraní závislosti trenia na rýchlosti bolo použité konštantné zaťaženie 5 N pri rýchlostiach 1, 5, 15, 30 a 50 mm/s a pri meraní závislosti zaťaženia bola nastavená konštantná rýchlosť 10 mm/s pri zaťaženiach 1, 2, 5 a 10 N.

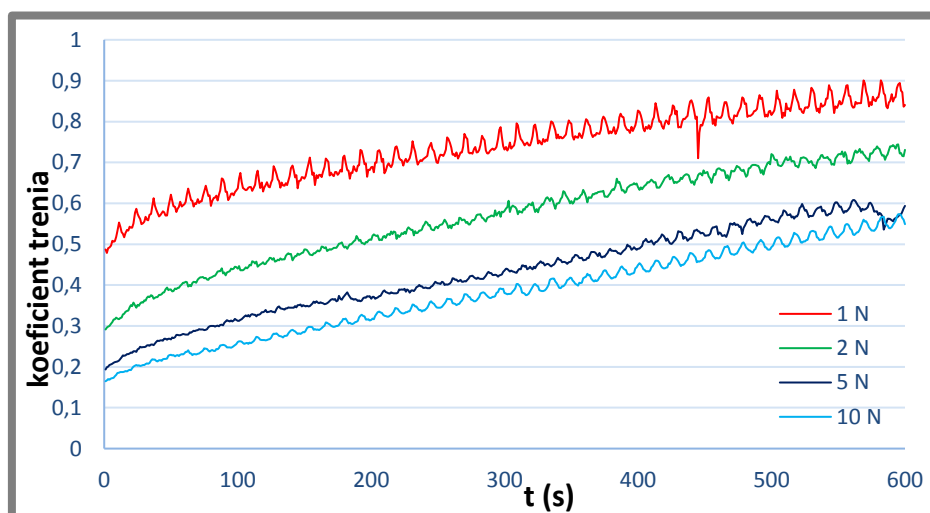
Na obrázku 3-17 je vidieť, že so zväčšujúcou sa rýchlosťou stúpa ako počiatočná, tak aj konečná hodnota koeficientu trenia. Je vidieť, že hodnota stúpa približne lineárne, aj keď konečná hodnota spočiatku rástla rýchlejšie. Z obrázku 3-18 je zrejмый pokles koeficientu trenia pri vyššej záťaži. V porovnaní s obrázkom 3-2, kde je pokles pri hodnote 0,5 MPa zastavený, klesá hodnota koeficientu trenia v celom rozsahu merania. Na obrázku môžeme tiež vidieť, že pokles nie je lineárny a postupne sa spomaľuje. Na obrázkoch 3-19 a 3-20 sú jasne viditeľné klasické rastúce funkcie, podobné ako na obrázku 3-1. Je teda pravdepodobné, že by pri pokračovaní merania pokračoval nárast hodnoty koeficientu trenia. Na základe meraných výsledkov sú obe hypotézy potvrdené.



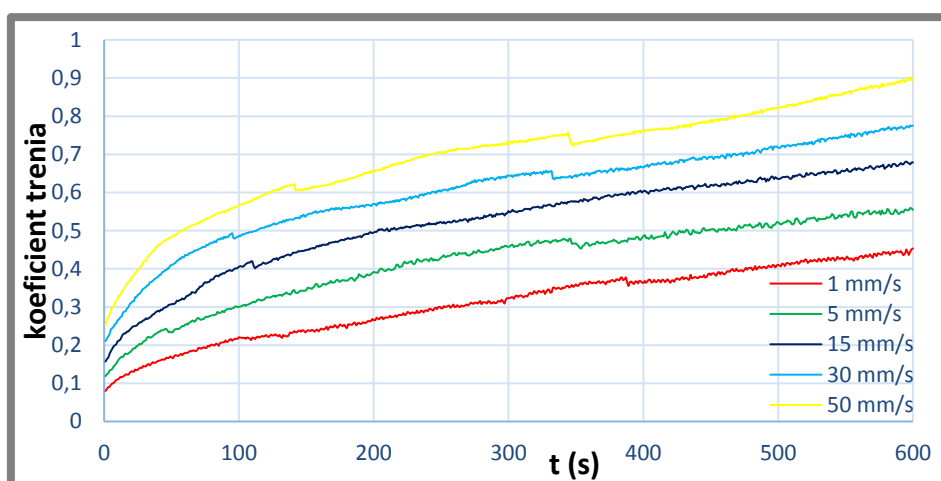
**Obr. 3-17** Závislosť koeficientu trenia na rýchlosti. Konečná hodnota (červená), počiatočná hodnota (modrá).



Obr. 3-18 Závislosť koeficientu trenia na zaťažení. Konečná hodnota (červená), počiatočná hodnota (modrá).



Obr. 3-19 Závislosť koeficientu trenia na čase pre rôzne zaťaženia. 1 N (červená), 2 N (zelená), 5 N (tmavo modrá), 10 N (svetlo modrá).



Obr. 3-20 Závislosť koeficientu trenia na čase pre rôzne rýchlosti. 1 mm/s (červená), 5 mm/s (zelená), 15 mm/s (tmavo modrá), 30 mm/s (svetlo modrá), 50 mm/s (žltá).

---

## 5 ZÁVER

Hlavným cieľom tejto práce bolo zmapovať aktuálne vedecké štúdie zaoberajúce sa biotribológiou kĺbnej chrupky. Ďalej, čiastkové ciele práce boli analyzovať významné štúdie, definovať jasné závery s ohľadom na trenie, mazanie a opotrebenie chrupky, definovať potenciálne nové oblasti výskumu a experimentálne overiť výsledky vybranej štúdie.

V druhej kapitole boli spomenuté hlavné problémy spojené s meraním koeficientu trenia medzi povrchmi kĺbnej chrupky.

Tretia kapitola bola rozdelená do troch častí. V prvej časti boli popísané hlavné látky s ktorých sa kĺbna chrupka skladá. V ďalšej časti boli definované tribologické vlastnosti chrupky. Boli popísané hlavné mechanizmy mazania a fungovania kontaktu. To boli hydrostatický a medzný režim mazania.

Bol tiež popísaný vplyv rýchlosti, veľkosti zaťaženia, a niektorých štruktúrnych látok na veľkosť koeficientu trenia pri hydrostatickom režime mazania. Ďalej bola popísaná synoviálna tekutina. Ta slúži ako mazivo pri medznom režime mazania. Následne boli opísané mazacie vlastnosti jej hlavných zložiek. Bolo zistené, že každá zložka má nejakú schopnosť fungovať ako medzné mazivo, no žiadna jej časť nedosahovala také výsledky, ako synoviálna tekutina ako celok. Následne boli popísané najpoužívanéjšie typy analýz opotrebenia a to biochemická analýza a povrchová topografia. Ďalšia časť sa venovala stručnej analýze vybraných štúdií.

Vo štvrtej kapitole boli stručne zhrnuté tribologické vlastnosti, a tiež boli spomenuté málo vyskúmané oblasti vhodné na začatie ďalšieho výskumu. Nakoniec, ako bolo predtým diskutované v odborných štúdiách, boli experimentálne overené závislosti relatívnej rýchlosti a zaťaženia na koeficiente trenia. Na základe nameraných výsledkov bolo potvrdené, že so zvyšujúcou sa rýchlosťou a so znižujúcim sa zaťažením rastie hodnota koeficientu trenia.

## 6 ZOZNAM POUŽITÝCH ZDOJOV

6

- [1] SOPHIA FOX, Alice J, Asheesh BEDI a Scott A RODEO. The Basic Science of Articular Cartilage: Structure, Composition, and Function. *Sports Health* [online]. 2009, **1**(6), 461-468 [cit. 2017-05-16].
- [2] *Funkce buněk a lidského těla* [online]. b.r. [cit. 2017-05-16]. Dostupné z: <http://fb.lt.cz/>
- [3] LEES, Deborah a Paul PARTINGTON. Articular cartilage. *Orthopaedics and Trauma* [online]. 2016, **30**(3), 265-272 [cit. 2017-05-16].
- [4] MCCUTCHEN, C.W. Sponge-hydrostatic and weeping bearings. *Nature*. 1959, (184), 1284-1289.
- [5] ATESHIAN, G.A. a V.C. MOW, V.C. MOW, ed., R. HUISKES, ed. Friction, lubrication, and wear of articular cartilage and diarthrodial joints. *Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology*. 2005, , 447–494.
- [6] FORSTER, H a J FISHER. The Influence of Loading Time and Lubricant on the Friction of Articular Cartilage. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 1996, **210**(2), 109-119.
- [7] MOW, V. C., S. C. KUEI, W. M. LAI a C. G. ARMSTRONG. Biphasic Creep and Stress Relaxation of Articular Cartilage in Compression: Theory and Experiments. *Journal of Biomechanical Engineering*. ASME, 1980, **102**(1), 73-84.
- [8] ATESHIAN, Gerard, Michael SOLTZ, Robert MAUCK, Ines BASALO, Clark HUNG a W. MICHAEL LAI. The Role of Osmotic Pressure and Tension-Compression Nonlinearity in the Frictional Response of Articular Cartilage. *Transport in Porous Media* [online]. 2003, **50**(1), 5-33 [cit. 2017-05-16].
- [9] KATTA, J, S. S. PAWASKAR, Z. M. JIN, E INGHAM a J FISHER. Effect of load variation on the friction properties of articular cartilage. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*. SAGE Publications, 2007, **221**(3), 175-181.
- [10] THOMPSON JR, R.C. a T.R. OEGEMA JR. Metabolic activity of articular cartilage in osteoarthritis. An in vitro study. *J Bone Joint Surg Am*. 1979, (61), 407-424.
- [11] NAKA, Marco Hiroshi, Koji HATTORI, Tetsuo OHASHI a Ken IKEUCHI. Evaluation of the effect of collagen network degradation on the frictional characteristics of articular cartilage using a simultaneous analysis of the contact condition. *Clinical Biomechanics*. 2005, **20**(10), 1111-1118.
- [12] GRAINDORGE, S, W FERRANDEZ, E INGHAM, Z JIN, P TWIGG a J FISHER. The Role of the Surface Amorphous Layer of Articular Cartilage in Joint Lubrication. *Journal of Engineering in Medicine*. 2006, **220**(5), 597-607.
- [13] RADIN, Eric L, David A SWANN a Paul A WEISSER. Separation of a hyaluronate-free lubricating fraction from synovial fluid. *Nature*. 1970, (228), 377-378.
- [14] BELL, C J, E INGHAM a J FISHER. Influence of hyaluronic acid on the time-dependent friction response of articular cartilage under different conditions.

- Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2006, **220**(1), 23-31.
- [15] JAY, Gregory D, Jahn R TORRES, David K RHEE et al. Association between friction and wear in diarthrodial joints lacking lubricin. *Arthritis and Rheumatism*. 2007, **56**(11), 3662-3669.
- [16] SIMON, William H. Wear properties of articular cartilage in vitro. *Journal of Biomechanics*. 1971, **4**(5), 379-389.
- [17] BONNEVIE, ED, V BARO, L WANG a DL BURRIS. In-situ studies of cartilage microtribology: roles of speed and contact area. *Tribology letters*. 2011, **41**(1), 83-95.
- [18] CALIGARIS, Matteo a Gerard A ATESHIAN. Effects of Sustained Interstitial Fluid Pressurization Under Migrating Contact Area, and Boundary Lubrication by Synovial Fluid, on Cartilage Friction. *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*. 2008, **16**(10), 1220-1227.
- [19] CALIGARIS, Matteo, Clare E CANAL, Christopher S AHMAD, Thomas R GARDNER a Gerard A ATESHIAN. Investigation of the Frictional Response of Osteoarthritic Human Tibiofemoral Joints and the Potential Beneficial Tribological Effect of Healthy Synovial Fluid. *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*. 2009, **17**(10), 1327-1332.
- [20] DESROCHERS, Jane, Matthias W. AMREIN a John R. MATYAS. Microscale surface friction of articular cartilage in early osteoarthritis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013, **25**, 11-22.
- [21] FORSEY, Richard W., John FISHER, Jonathan THOMPSON, Martin H. STONE, Carol BELL a Eileen INGHAM. The effect of hyaluronic acid and phospholipid based lubricants on friction within a human cartilage damage model. *Biomaterials*. 2006, **27**(26), 4581-4590.
- [22] KIENLE, Sandra, Kathrin BOETTCHER, Lorenz WIEGLEB, Joanna URBAN, Rainer BURGKART, Oliver LIELEG a Thorsten HUGEL. Comparison of friction and wear of articular cartilage on different length scales. *Journal of Biomechanics*. 2015, **48**(12), 3052-3058.
- [23] KRISHNAN, Ramaswamy, Elise N. MARINER a Gerard A. ATESHIAN. Effect of dynamic loading on the frictional response of bovine articular cartilage. *Journal of Biomechanics*. 2005, **38**(8), 1665-1673.
- [24] KATTA, J., Z. JIN, E. INGHAM a J. FISHER. Effect of nominal stress on the long term friction, deformation and wear of native and glycosaminoglycan deficient articular cartilage. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2009, **17**(5), 662-668.
- [25] BASALO, Ines M., Faye Hui CHEN, Clark T. HUNG a Gerard A. ATESHIAN. Frictional Response of Bovine Articular Cartilage Under Creep Loading Following Proteoglycan Digestion With Chondroitinase ABC. *Journal of Biomechanical Engineering*. ASME, 2005, **128**(1), 131-134. ISSN 01480731. Dostupné také z: <http://dx.doi.org/10.1115/1.2133764>
- [26] LIPSHITZ, Harold, R 3rd ETHEREDGE a Melvin J GLIMCHER. In vitro wear of articular cartilage. *J Bone Joint Surg Am*. 1975, **57**(4), 527-534.

- [27] SZARKO, Matthew, Ken MULDREW a John EA BERTRAM. Freeze-thaw treatment effects on the dynamic mechanical properties of articular cartilage. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2010, **11**(1), 231.
- [28] GRÜNDER, Wilfried. MRI assessment of cartilage ultrastructure. *NMR in Biomedicine*. 2006, **19**(7), 855-876.
- [29] NORTHWOOD, Ewen a John FISHER. A multi-directional in vitro investigation into friction, damage and wear of innovative chondroplasty materials against articular cartilage. *Clinical Biomechanics*. 2007, **22**(7), 834-842.



## 7 ZOZNAM OBRÁZKOV

<b>Obr. 3-1</b> Koeficient trenia v závislosti na čase pri použití rozdielnych mazív [6]. ...	16
<b>Obr. 3-2</b> Závislosť koeficientu trenia a trecej sily na zaťažení [9]. .....	17
<b>Obr. 3-3</b> Závislosť koeficientu trenia na zaťažovacom intervale v prítomnosti kyseliny hyalurónovej (HA) a fosfátového pufru (PBS) ako maziva [14]. .....	19
<b>Obr. 3-4</b> Závislosť koeficientu trenia, normálovej sily, hĺbky penetrácie a efektívneho modulu pružnosti na rýchlosti posuvu [17]. .....	21
<b>Obr. 3-5</b> Závislosť koeficientu trenia na posuvovej rýchlosti pri rôznych polomeroch sond [17]. .....	22
<b>Obr. 3-6</b> Závislosť koeficientu trenia na čase pre stálom (SCA) a migrujúcom (MCA) mieste kontaktu [18]. .....	23
<b>Obr. 3-7</b> Závislosť koeficientu trenia na Pecletovom čísle pri migrujúcom mieste kontaktu [18]. .....	23
<b>Obr. 3-8</b> Závislosť koeficientu trenia na čase pri stave bez a s osteoartritídou(OA) pri konfigurácií s trvalým natlakovaním tekutiny [19]. .....	25
<b>Obr. 3-9</b> Závislosť koeficientu trenia na čase pri stave bez a s osteoartritídou(OA) pri konfigurácií s medzným režimom mazania [19]. .....	25
<b>Obr. 3-10</b> Závislosť koeficientu trenia na normálovej sile pre kontrolnú (□) chrupku a pre chrupku s osteoartritídou (■) [20]. .....	26
<b>Obr. 3-11</b> Zmenšenie koeficientu trenia v porovnaní kyseliny hyalurónovej (čierna) a Ringerovho roztoku (biela) pre jednotlivé vzorky [21]. .....	27
<b>Obr. 3-12</b> Zmenšenie koeficientu trenia v porovnaní fosfolipidu (čierna) a Ringerovho roztoku (biela) pre jednotlivé vzorky [21]. .....	28
<b>Obr. 3-13</b> Závislosť koeficientu trenia na čase pre rôzne druhy maziva. Očistená voda (tmavo modrá), roztok 0,154 M NaCl (svetlo modrá), roztok 2M NaCl (hnedá) a synoviálna tekutina (červená) [22]. .....	29
<b>Obr. 3-14</b> Závislosť koeficientu trenia na rýchlosti pre rôzne druhy maziva. Očistená voda (tmavo modrá), roztok 0,154 M NaCl (svetlo modrá), roztok 2M NaCl (hnedá) a synoviálna tekutina (červená) [22]. .....	29
<b>Obr. 3-15</b> Závislosť koeficientu trenia na čase pri statickom zaťažení [23]. .....	30
<b>Obr. 3-16</b> Závislosť koeficientu trenia na čase pri cyklickom zaťažení zaťažení [23]. .....	31
<b>Obr. 3-17</b> Závislosť koeficientu trenia na rýchlosti. Konečná hodnota (červená), počiatočná hodnota (modrá). .....	34
<b>Obr. 3-18</b> Závislosť koeficientu trenia na zaťažení. Konečná hodnota (červená), počiatočná hodnota (modrá). .....	35
<b>Obr. 3-19</b> Závislosť koeficientu trenia na čase pre rôzne zaťaženia. 1 N (červená), 2 N (zelená), 5 N (tmavo modrá), 10 N (svetlo modrá). .....	35
<b>Obr. 3-20</b> Závislosť koeficientu trenia na čase pre rôzne rýchlosti. 1 mm/s (červená), 5 mm/s (zelená), 15 mm/s (tmavo modrá), 30 mm/s (svetlo modrá), 50 mm/s (žltá). .....	35